⑲日本国特許庁（JP）　⑪特許出願公開

⑫公開特許公報（A）　昭63－240830

⑤1Int.Cl.⁴	識別記号	庁内整理番号	⑬公開　昭和63年(1988)10月6日
A 61 B 5/04	314	S－7916－4C	
	312	7916－4C	

審査請求　未請求　発明の数 1　（全7頁）

⑤4発明の名称　音響の要素を活用した心電図状態監視装置

⑳特　願　昭62－74200
㉒出　願　昭62(1987)3月30日

⑦2発明者　大槻　善樹　神奈川県川崎市多摩区中野島1475
⑦2発明者　司茂　幸英　東京都国立市北3－5－28
⑦1出願人　東邦電子株式会社　神奈川県相模原市渕野辺本町3丁目8番11号
⑦4代理人　弁理士　中村　稔

明　細　書

1．発明の名称

音響の要素を活用した心電図状態監視装置

2．特許請求の範囲

(1) 心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備えた、音響の要素を活用した心電図状態監視装置。

3．発明の詳細な説明

（発明の利用分野）

本発明は、心電図の測定項目（周期、S－Tレベル、QRS相関値など）を音響の要素（周波数、音量、波形、音持続時間）に対応させて、音響により測定データを報知する心電図状態監視装置に関するものである。

（発明の背景）

生体の心臓が活動する際の電気活動電位は、心電図と称され、代表的な心電図の波形は、第4図に示されるような波形である。

一般に、心電図を心電図計に誘導する際の誘導方法や、観測の際の電極配置の仕方が異なれば、心電図波形に様々な波形の変化を呈するが、通常心臓が血液を送り出す毎に、第4図に示されるP波、Q波、R波、S波、T波の各波を伴なった一連の電気活動が観測される。

上記の一連の電気活動は、正常な生体の心機能下では一定の周期をもって繰り返されるが、心機能に異常が見られる場合は、R波が欠落したり、或いは周期外にR波が異常発生したりする、不整脈と呼ばれる心電図波形となり、これを観測することによって心機能の診断や治療が行われる。

ただし、これらの不整脈等の心機能異常現象は常に発生するものばかりではなく、患者の状態によるものであるから、状態を監視するために、従来はP，Q，R，S，T各波の一連の電気活動が

発生する毎に単一周波数の音響を発生する心電図監視装置が用いられている。

この従来の心電図監視装置の一例を第５図に示す。生体１より心電図が心電図計２に誘導され、増幅された後、心電図計２から出力される信号は、必要ならば、フィルタなどの雑音除去手段３により雑音除去が行われて、第６図（ａ）のような波形となる。この波形の信号は微分器４により微分されて、第６図（ｂ）のような波形となり、更に絶対値をとった信号となる。絶対値にするのは、心電図計２への誘導方法等で位相が変わったり、或いはもともとＲ波が欠落している場合があり得るので、その場合にも、波形の変化率の急峻な部分を検出するためである。微分器４の出力は閾値検出器５において閾値を越えることにより第６図（ｃ）に示されるパルス信号に変換され、単安定マルチバイブレータ６により固定時間だけハイレベルになる信号に変換される。矩形波発振器７は、単安定マルチバイブレータ６の信号がハイレベルの間だけ矩形波を出力し、この矩形波は電力増幅器８により増幅され、スピーカ９より第６図（ｄ）に示される音として出力される。なお、矩形波に限らず、正弦波などでもよい。

第５図の心電図監視装置では、上述したように心電図の一連の電気活動毎に固定時間だけ単一トーン信号が発生されるので、監視者は、この音を聞き、各音の間隔が正常であるか否かを判断して、不整脈の発生を監視する。

しかし、各音の間隔が正常であるか否かを判断するためには、今の間隔とそれ以前の間隔とを比較、判断する精神作業を必要とし、且つ比較し得るにはそれ以前の間隔を記憶していることが必要条件となる。一般に、この作業は、監視者にとって無意識に行い得る作業であるが、監視環境が特別な状態、即ち注意力を欠く状態（例えば長時間の監視を必要とし、監視者に疲労が蓄積した状態）や、手術中に心電図を監視する必要のある場合等の他作業を同時に並行して処理しなければならない状態等にあっては、不整脈発生状態に気が付かず、見逃してしまう危険性があった。

また、心電図の研究が進み、各種の因果関係が解明されるにつれ、心機能の診断や監視においては、不整脈だけでなく、Ｓ－Ｔレベル（第４図）の上昇や下降の変化及びＱＲＳ各波を含めた時間幅であるＱＲＳ幅（第４図）等の項目も、重要な心機能の異常を反映する項目であることがわかってきた。ところが、これらの項目は従来の心電図監視装置では監視することができなかった。

更に、近年心電図研究が進むにつれ、心電図の自動診断装置が研究、試作され、心電図の自動認識や自動診断が各種の方法により試みられているが、この自動診断装置は本来監視装置ではないため、認識や診断の結果を目で見る形で出力するものであって、心電図の情報そのものを音響の形で出力してはいない。したがって、手術をしながら監視する場合とか、複数の患者を同時に一人で監視する場合には、向いていない。

（発明の目的）

本発明の目的は、上述した問題点を解決し、心電図の複数の測定項目を音響により監視させることができ、異常に気が付きやすくさせることができる、音響の要素を活用した心電図状態監視装置を提供することである。

（発明の特徴）

上記目的を達成するために、本発明は、心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備え、以て、周期、Ｓ－Ｔレベル、ＱＲＳ幅相関値などの複数の測定項目の測定データを、音の周波数、音量、波形、音持続時間などの音響の各要素により同時に報知するようにしたことを特徴とする。

（発明の実施例）

第１図は本発明の一実施例を示すブロック図であり、第２図はその測定項目を示す心電図波形図

である。本実施例では、心電図波形の周期が音響の要素のうちの周波数（音の高さ）に、S－Tレベルの大きさが音量に、S－Tレベルの極性が波形（音色）に、QRS幅相関値（第2図の斜線部分の面積）が音持続時間に、それぞれ予め割り当てられている。

第1図において、生体10より心電図を心電図計11が誘導し、増幅すると、雑音除去手段12は雑音除去を行う。雑音除去手段12には移動平均法を用いるものが好ましい。それは、波形記憶に際し大きなメモリを必要としないからである。微分器13は心電図波形を微分し、その絶対値をとる。閾値検出器14は、絶対値の微分出力が閾値を越えた時、パルス信号を出力する。閾値は閾値設定手段15により予め所望の値に設定される。閾値検出器14のパルス信号の立上りは、心電図波形の変化率が閾値を越えた最初の時点であり、第2図ではQ波の最高点をわずかに越えた時点t_1として示されている。測定点指示手段16は、時点t_1から第1時間設定手段17により設定されている第1指定時間T_1だけ過去にさかのぼった測定点t_0を指示する。波形蓄積手段18は、雑音除去手段12より出力される心電図波形を記憶し、測定点指示手段16により指示された測定点t_0における心電図波形レベルを出力する。仮想基準電位測定手段19は、波形蓄積手段18が出力するレベルを仮想基準電位V_0として記憶する。

周期測定手段20は、閾値検出器14のパルス信号の立上り（時点t_1）から次のパルス信号の立上りまでの時間を計時する。対応周波数コード変換手段21は、周期測定手段20が測定した周期を対応する周波数コードに変換する。

時間計測手段22は、時点t_1より第2時間設定手段23により設定されている第2指定時間T_2を計測し、第2指定時間T_2経過後の測定点t_2をS－Tレベル測定手段24に指示する。S－Tレベル測定手段24は、雑音除去手段12からの心電図波形の入力及び仮想基準電位測定手段19からの仮想基準電位V_0の入力により、S－Tレベルの大きさ及び極性を測定する。対応音量コード変換手段25は、S－Tレベルの大きさを対応する音量コードに変換する。対応波形コード変換手段26は、S－Tレベルの極性を対応する波形コードに変換する。

QRS幅相関値測定手段27は、雑音除去手段12からの心電図波形の入力及び仮想基準電位測定手段19からの仮想基準電位V_0の入力により、第2図の斜線部分の面積の測定を時点t_1で開始し、測定点t_2で停止することによって、QRS幅相関値として測定する。対応音持続時間コード変換手段28は、QRS幅相関値を対応する音持続時間コードに変換する。

音響信号形成手段29は、入力する対応周波数コード、対応音量コード、対応波形コード、対応音持続時間コードにより指定された周波数、音量、波形、音持続時間を有する音響信号を形成する。電力増幅器30は音響信号を増幅し、スピーカ31は音響信号を音響に変換する。

なお、測定点t_0及び測定点t_2の設定は、監視に先立って監視者が第1時間設定手段17及び第2時間設定手段23を操作して行う。仮想基準電位V_0やS－Tレベルを測定する時点は人間が決める方がよいからである。

本実施例を用いれば、監視者は、心電図波形の周期を音響の高さで、S－Tレベルの大きさ及び極性を音量及び音色で、QRS幅相関値を音持続時間で、それぞれ聞きとることができるので、手術をしながら、或いは複数の患者に対して監視者が一人でも同時に、監視することができる。また、従来の単一トーン信号による監視では、不整脈があっても時間軸上の変化のみなので、監視者は気がつきにくいが、本実施例では音響の高さが変化するため、監視者は異常に気がつきやすい。同様に、S－TレベルやQRS幅相関値の変化により音響の内容が変わるので、異常に気がつきやすくなる。

更に音響の各要素は測定データを示すもので、診断の結果を示すものではないので、自動診断装置の診断の信頼性等は関係なく、監視内容はいつ

も正しい。

第１図図示実施例では、心電図の周期などが直接音響の各要素の対応信号に変換されているが、心電図波形は個体差もあるため、正常な状態が各人同じと言えないので、各個人毎（各患者毎）の正常な状態からどれだけ異常になったかを監視する方が望ましい場合がある。そのための本発明の別の実施例を第３図に示す。第３図は、第１図図示実施例と異なる部分を示しており、同じ部分は省略してある。

第３図において、周期測定手段２０と対応周波数コード変換手段２１との間に、切換スイッチ３２ａ、周期用メモリ３３及び差検出手段３４が設けられる。Ｓ－Ｔレベル測定手段２４と対応音量コード変換手段２５及び対応波形コード変換手段２６との間に、切換スイッチ３２ｂ、Ｓ－Ｔレベル用メモリ３５、差及び極性検出手段３６が設けられる。ＱＲＳ幅相関値測定手段２７と対応音持続時間コード変換手段２８との間に、切換スイッチ３２ｃ、ＱＲＳ幅相関値用メモリ３７及び差検出手段３８が設けられる。切換スイッチ３２ａ～３２ｃは連動する。

監視対象者の正常状態を記憶する場合には、切換スイッチ３２ａ～３２ｃを第３図の実線の位置にし、測定を開始させる。第１図図示実施例で説明した通りに、周期、Ｓ－Ｔレベルの大きさ及び極性、ＱＲＳ幅相関値が測定され、これらが周期用メモリ３３、Ｓ－Ｔレベル用メモリ３５及びＱＲＳ幅相関値用メモリ３７に正常状態のデータとして記憶される。これで正常状態の採取が完了する。

監視する場合には、切換スイッチ３２ａ～３２ｃを第３図の点線の位置に切り換え、監視動作を開始させる。第１図図示実施例で説明した通りに、周期、Ｓ－Ｔレベルの大きさ及び極性、ＱＲＳ幅相関値が測定されると、差検出手段３４は周期測定手段２０により測定された周期と周期用メモリ３３に記憶された正常状態の周期との差を測定データとして演算し、対応周波数コード変換手段２１は演算された周期の差を対応する周波数コードに変換して、音響信号形成手段２９へ出力する。差及び極性検出手段３６はＳ－Ｔレベル測定手段２４により測定されたＳ－Ｔレベルと、Ｓ－Ｔレベル用メモリ３５に記憶された正常状態のＳ－Ｔレベルとの差の大きさ（絶対値）及び極性を測定データとして演算し、対応音量コード変換手段２５は演算されたＳ－Ｔレベルの差の大きさを対応する音量コードに変換して、音響信号形成手段２９へ出力する。対応波形コード変換手段２６は演算されたＳ－Ｔレベルの差の極性を対応する波形コードに変換し、音響信号形成手段２９へ出力する。差検出手段３８はＱＲＳ幅相関値測定手段２７により測定されたＱＲＳ幅相関値とＱＲＳ幅相関値用メモリ３７に記憶された正常状態のＱＲＳ幅相関値との差を測定データとして演算し、対応音持続時間コード変換手段２８は演算された音持続時間の差を対応する音持続時間コードに変換して、音響信号形成手段２９へ出力する。

第３図図示実施例では、スピーカ３１から発せられる音響の各要素は、正常状態からの変化度合に対応しているので、監視者は異常の程度を知ることができる。

（発明と実施例の対応）

第１図図示実施例において、周期測定手段２０、Ｓ－Ｔレベル測定手段２４及びＱＲＳ幅相関値測定手段２７が本発明の測定手段に相当し、対応周波数コード変換手段２１、対応音量コード変換手段２５、対応波形コード変換手段２６及び対応音持続時間コード変換手段２８が本発明の変換手段に相当し、スピーカ３１が本発明の音響発生手段に相当する。

第３図図示実施例においては、差検出手段３４、差及び極性検出手段３６及び差検出手段３８が本発明の測定手段に含まれる。

（変形例）

第３図図示実施例において、差検出手段３４、差及び極性検出手段３６、差検出手段３８から出力される差が、予め設定されている範囲を越えるまでは、音響を発生させず、設定範囲を越えた時にはじめて音響を発生し、設定範囲内に復元して

も、音響を発生しつづける（音の質は変える）ようにしてもよい。また、同一の設定範囲内、或いは別の設定範囲内に復元した時に、自動的に音響の発生を停止するようにしてもよい。

第１図及び第３図図示実施例は、マイクロコンピュータなどにより構成することができる。

測定項目は、周期、Ｓ－Ｔレベル、ＱＲＳ幅相関値の三つに限らず、これらのうちの二つにしてもよいし、或いはこれらを他の測定項目に変えるなどしてもよい。

（発明の効果）

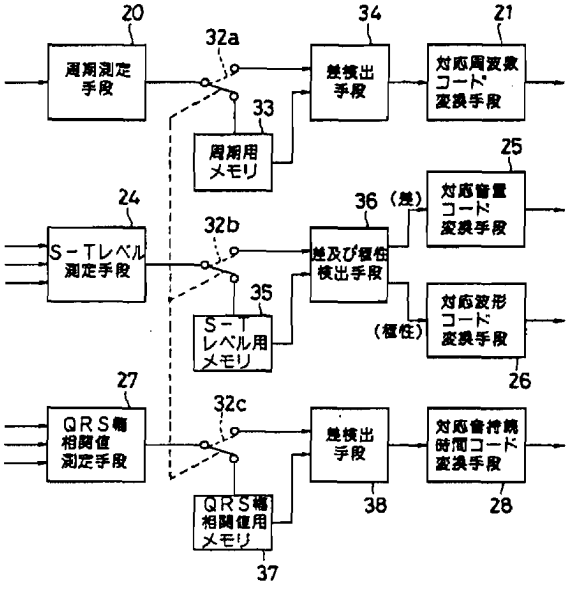
以上説明したように、本発明によれば、心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備え、以て、周期、Ｓ－Ｔレベル、ＱＲＳ幅相関値などの複数の測定項目の測定データを、音の周波数、音量、波形、音持続時間などの音響の各要素により同時に報知するようにしたから、心電図の複数の測定項目を音響により監視させることができ、異常に気が付きやすくさせることができる。

４．図面の簡単な説明

第１図は本発明の一実施例を示すブロック図、第２図は本発明の一実施例における測定項目を示す心電図波形図、第３図は本発明の別の実施例の一部を示すブロック図、第４図は代表的な心電図波形を示す波形図、第５図は従来の心電図監視装置の一例を示すブロック図、第６図は第５図図示の従来装置の各部の波形を示すタイムチャートである。

１０……生体、１１……心電図計、１３……微分器、１４……閾値検出器、１６……測定点指示手段、１８……波形蓄積手段、１９……仮想基準電位測定手段、２０……周期測定手段、２１……対応周波数コード変換手段、２２……時間計測手段、２４……Ｓ－Ｔレベル測定手段、２５……対応音量コード変換手段、２６……対応波形コード変換手段、２７……ＱＲＳ幅相関値測定手段、２８……対応音持続時間コード変換手段、２９……音響信号形成手段、３１……スピーカ、３２ａ～３２ｃ……切換スイッチ、３３……周期用メモリ、３４……差検出手段、３５……Ｓ－Ｔレベル用メモリ、３６……差及び極性検出手段、３７……ＱＲＳ幅相関値用メモリ、３８……差検出手段。

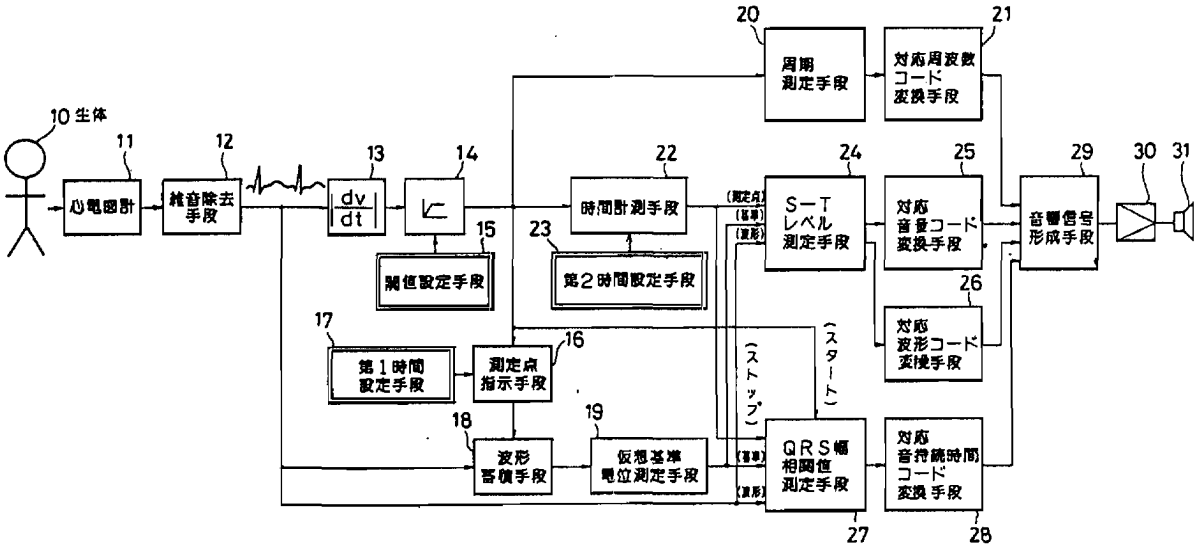
第３図



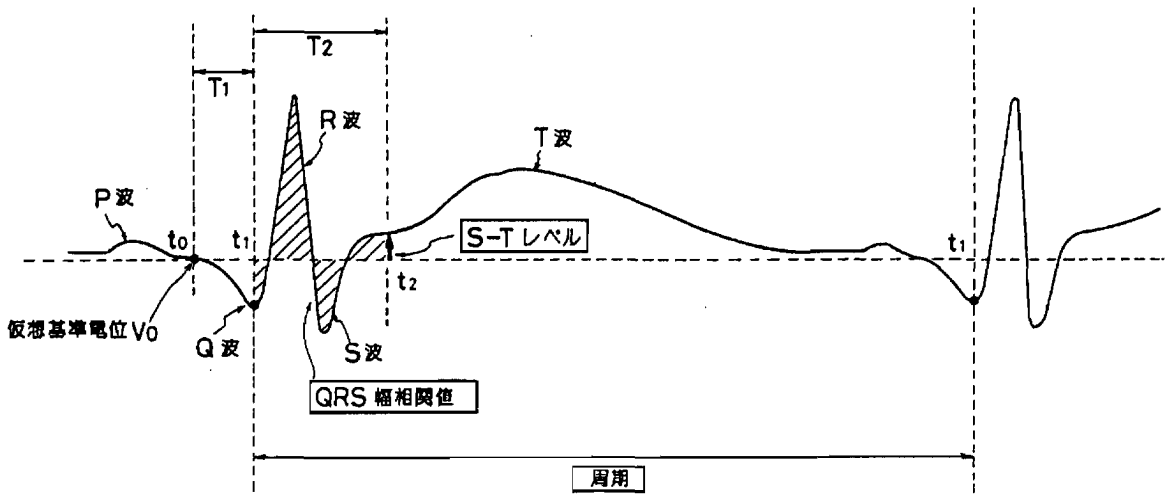
特許出願人　東邦電子株式会社

代　理　人　中　村　　稔

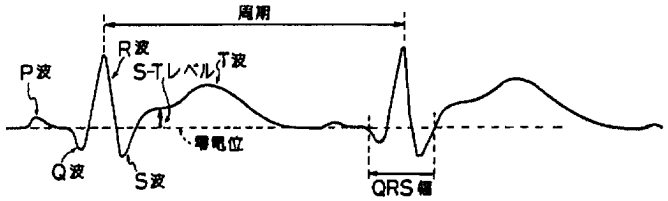
第 1 図


10 生体
11
心電図計
12
雑音除去手段
13
dv/dt
14
15
閾値設定手段
16
測定点指示手段
17
第1時間設定手段
18
波形蓄積手段
19
仮想基準電位測定手段
20
周期測定手段
21
対応周波数コード変換手段
22
時間計測手段
23
第2時間設定手段
24
S－Tレベル測定手段
25
対応音量コード変換手段
26
対応波形コード変換手段
27
QRS幅相関値測定手段
28
対応音持続時間コード変換手段
29
音響信号形成手段
30
31
（測定点）
（基準）
（波形）
（ストップ）
（スタート）

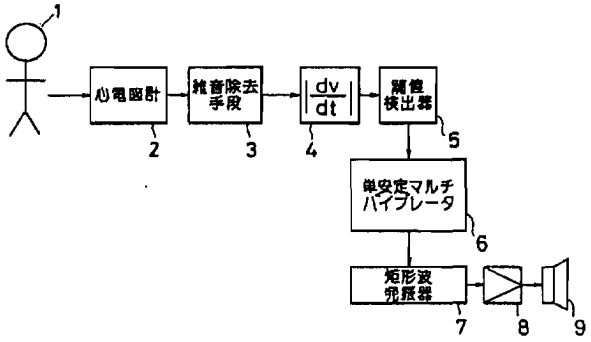
第 2 図


T2
T1
R波
T波
P波
t0
t1
S-Tレベル
t2
t1
仮想基準電位V0
Q波
S波
QRS幅相関値
周期

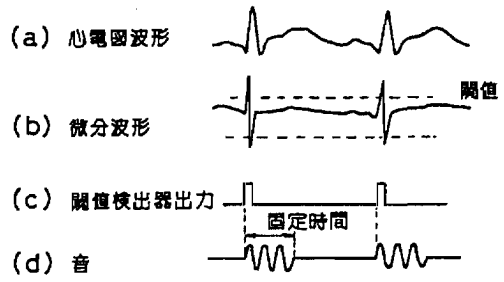
第 4 図


周期
R波
S-Tレベル
T波
P波
等電位
Q波
S波
QRS幅

第 5 図


心電図計
雑音除去手段
dv/dt
閾値検出器
単安定マルチバイブレータ
矩形波発振器
1
2
3
4
5
6
7
8
9

第 6 図


(a) 心電図波形
(b) 微分波形
閾値
(c) 閾値検出器出力
固定時間
(d) 音